

つま先立ちの動作分析

新潟医療福祉大学 理学療法学科

斎藤 寛樹

大崎 諒

岩谷 友倫

義肢装具自立支援学科

江原 義弘

1 目的

本研究の目的は静止立位時からつま先立ちに至るまでの過程を力学的に解析することである。転倒予防の観点から、つま先立ち運動はよく用いられている。これを解析することでバランストレーニングについての基礎的なデータを得られることができると考えた。

2 仮説

つま先立ちは前足部で作られる狭い支持基底面(Base of Support:BOS)に Center of pressure(COP)が Center of gravity(COG)に対して後方、前方へ移動することによって COG 入る。この際物体(身体)の回転の勢いを表す角運動量を、足関節底屈モーメントを働かせコントロールしていると考えられる。

3 対象

対象は、健康成人男性(年齢 21 歳, 身長 172cm 体重 62kg)1 名とした。

4 条件

(1) 測定装置

赤外線カメラ 9 台を含む三次元動作解析装置 (VICON-MX:Oxford Metric 社製), 床反力計 (ORG-6-2000:AMTI 社製) 2 台を用いて測定を行なった。

(2) 課題動作と手製の装具の使用

課題動作は静止立位からつま先立ちを行うこととした。被験者は板に手製のサンダルを履いて動作を行った。サンダルを履くことでつま先立ちとなった時に、板の角(以下:足部の最先端)が非常に狭い BOS となり、つま先立ち後のバランス制御を難しくすることができる。よって今回着目する過程の解析がより顕著に表れると考えられる。サンダルの慣性モーメントと身体足部の慣性モーメントの値を合成し、それらを一つの足部とみなして処理を行った。

(3) データ処理

動作中における COP と COG 進行方向位置、足関節底背屈モーメント (M_A), 角運動量をそれぞれ算出した。なおこれらのデータは臨床歩行分析研究会標準フォーマットである DIFF を用いて計算した。

5 結果

COP と COG の進行方向位置、および M_A (正の値が底屈、負の値が背屈) を図 1 に示した。静止立位時 COP の真上に COG が

位置しており、0.4sec で M_A は減少し、COP が COG に対して後方へ移動した。COG はこれに伴い前方へ移動した。ここを動き出しとした。その後 1.5sec を過ぎると M_A が増加し始め、COP は後方移動から前方移動へと切り替えて、COG に追いついた。1.8sec で COP は足部の最先端に移動した。COP が COG の前方へ移動すると COG の前方移動は減少していき、2.5sec でもう一度 COP と COG の進行方向位置が一致した。

図 2 は角運動量(正の値が前方回転、負の値が後方回転)と M_A のグラフである。0.5sec で M_A が減少し、これに伴い角運動量は正の値を示した。1.5sec を過ぎると M_A が増加し始め、これに伴い角運動量が減少し始めた。1.84sec では M_A が最大値、角運動量がゼロになった。その後 2.1sec でもう一度 M_A と角運動量が増加し、2.5sec で角運動量の値はゼロになった。足関節は静止立位よりもやや大きい値を維持して動作が終了した。

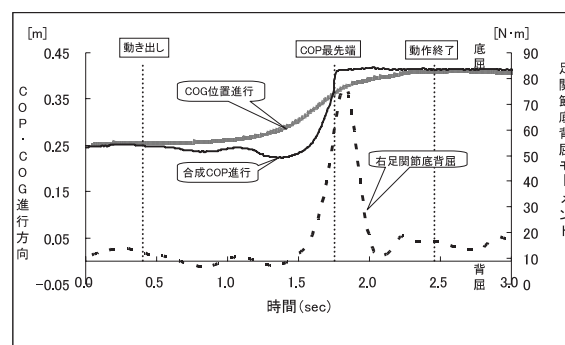


図1 COP と COG の進行方向位置、右足関節底屈モーメント

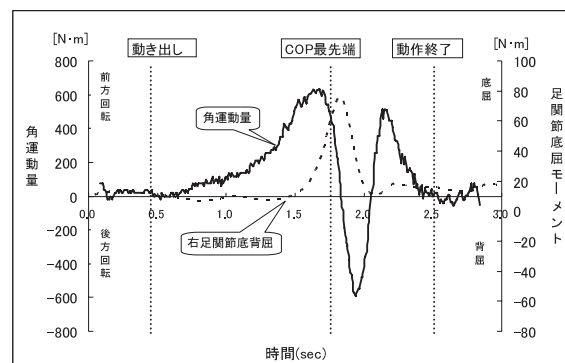


図2 右足関節底屈モーメントと角運動量

6 考察

人のバランス制御には Ankle strategy があり、これは M_A による COP の調整により COG を制御する。 M_A を減少させれば COP が COG に対して後方に移動し、重心の重力によるモーメントが作用することで、身体は前方へ回転した。逆に M_A を増加させれば前方への回転にブレーキをかけ、さらには後方への回転を生ずる。この回転力は物体の回転の勢いである角運動量として表現された。すなわち、つま先立ちでは M_A によって COP を制御することで身体の回転の勢いをコントロールしているといえる。